35.G2482

PATENT APPLICATION

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of:

Examiner: Not Yet Known (CHIORI MOCHIZUKI)

Appln. No.: 09/422,792

Filed: October 22, 1999

For: IMAGE PICK-UP APPARATUS (AND IMAGE PICK-UP SYSTEM,:
AND METHOD FOR

The Assistant Commissioner for Patents Washington, D.C. 20231

MANUFACTURING IMAGE

PICK-UP APPARATUS

## CLAIM TO PRIORITY

March 17, 2000

Sir:

Applicant hereby claims priority under the International Convention and all rights to which he is entitled under 35 U.S.C. § 119 based upon the following Japanese Priority Application:

307033/1998 (Pat.) filed on October 28, 1998

A certified copy of the priority document is enclosed.

Applicant's undersigned attorney may be reached in our New York office by telephone at (212) 218-2100. All correspondence should continue to be directed to our new address given below.

Respectfully submitted,

Attorney for Applicant

Registration No. 38,586

FITZPATRICK, CELLA, HARPER & SCINTO 30 Rockefeller Plaza New York, New York 10112-3801 Facsimile: (212) 218-2200



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 Date of Application:

1998年10月28日

YECEIVED Mar 21 200 Yoo mail f

出 願 番 号 Application Number:

平成10年特許願第307033号

ROOM

出 願 人 Applicant (s):

キヤノン株式会社

1999年11月19日

特 許 庁 長 官 Commissioner, Patent Office





【書類名】

特許願

【整理番号】

3858028

【提出日】

平成10年10月28日

【あて先】

特許庁長官殿

【国際特許分類】

G01T 1/20

【発明の名称】

放射線検出装置、放射線検出システム、及び放射線検出

装置の製造方法

【請求項の数】

28

【発明者】

【住所又は居所】

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会

社内

【氏名】

望月 千織

【特許出願人】

【識別番号】

000001007

【氏名又は名称】 キヤノン株式会社

【代表者】

御手洗 冨士夫

【代理人】

《識別番号》

100065385

【弁理士】

【氏名又は名称】

山下 穣平

【電話番号】

03-3431-1831

【手数料の表示】

【予納台帳番号】

010700

【納付金額】

21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】

明細書 1

【物件名】

図面 1

【物件名】

要約書 1

【包括委任状番号】 9703871 【プルーフの要否】 要

# 【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線検出装置、放射線検出システム、及び放射線検出装置の 製造方法

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセンサー基板上に、入射した放射線を該光電変換素子が検知可能な光に変換するシンチレーター層を設けてなる放射線検出装置において、

前記シンチレーター層と接する面が平坦面である平坦化層を、前記センサー基板と前記シンチレーター層との間に設けたことを特徴とする放射線検出装置。

【請求項2】 請求項1に記載の放射線検出装置において、前記平坦化層は、前記センサー基板上に設けられた保護層を平坦化することで得られた層であることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項3】 請求項1に記載の放射線検出装置において、前記平坦化層は、前記センサー基板上に設けられた保護層上に設けられていることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項4】 請求項1~3のいずれかの請求項に記載の放射線検出装置において、前記シンチレーター層上に第2の平坦化層を設けたことを特徴とする放射線検出装置。

【請求項5】 請求項4に記載の放射線検出装置において、前記第2の平坦 化層は前記シンチレーター層の端面を覆っていることを特徴とする放射線検出装 置。

【請求項6】 請求項1~3のいずれかの請求項に記載の放射線検出装置において、前記シンチレーター層が平坦化されていることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項7】 請求項4又は請求項5に記載の放射線検出装置において、前 記第2の平坦化層上に光反射膜が設けられていることを特徴とする放射線検出装 置。

【請求項8】 請求項6に記載の放射線検出装置において、平坦化された前 記シンチレーター層上に光反射膜が設けられていることを特徴とする放射線検出 装置。

【請求項9】 基体上に一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセンサー基板を複数配置し、該複数のセンサー基板上に平坦化層を設け、該平坦化層上にシンチレーター層を設けたことを特徴とする放射線検出装置。

【請求項10】 請求項9に記載の放射線検出装置において、前記シンチレーター層上に第2の平坦化層を設けたことを特徴とする放射線検出装置。

【請求項11】 請求項10に記載の放射線検出装置において、前記第2の 平坦化層は前記シンチレーター層の端面を覆っていることを特徴とする放射線検 出装置。

【請求項12】 請求項10又は請求項11に記載の放射線検出装置において、前記第2の平坦化層上に光反射膜が設けられていることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項13】 請求項1~12のいずれかの請求項に記載の放射線検出装置において、前記シンチレーター層は柱状結晶であることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項14】 請求項1~13に記載の放射線検出装置において、前記シンチレーター層はCs I結晶であることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項15】 請求項1~14のいずれかの請求項に記載の放射線検出装置と、

該放射線検出装置からの信号を処理する信号処理手段と、

前記信号処理手段からの信号を記録する為の記録手段と、

前記信号処理手段からの信号を表示する為の表示手段と、

前記信号処理手段からの信号を電送する為の電送手段と、

を有することを特徴とする放射線検出システム。

【請求項16】 一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセンサー基板上に保護層を形成する工程と、前記保護層上にその表面が平坦な平坦化層を形成する工程と、前記平坦化層上にシンチレーター層を形成する工程と、を有する放射線検出装置の製造方法。

【請求項17】 一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセ

ンサー基板上に保護層を形成する工程と、前記保護層の表面を平坦化する工程と、平坦化された保護層上にシンチレーター層を形成する工程と、を有する放射線 検出装置の製造方法。

【請求項18】 請求項16又は請求項17に記載の放射線検出装置の製造方法において、前記シンチレーター層上に第2の平坦化層を設ける工程を有することを特徴とする放射線検出装置の製造方法。

【請求項19】 請求項18に記載の放射線検出装置の製造方法において、 前記第2の平坦化層は前記シンチレーター層の端面を覆っていることを特徴とす る放射線検出装置の製造方法。

【請求項20】 請求項16又は請求項17に記載の放射線検出装置の製造方法において、前記シンチレーター層を平坦化する工程を有することを特徴とする放射線検出装置の製造方法。

【請求項21】 請求項18又は請求項19に記載の放射線検出装置の製造方法において、前記第2の平坦化層上に光反射膜を設ける工程を有することを特徴とする放射線検出装置の製造方法。

【請求項22】 請求項20に記載の放射線検出装置の製造方法において、 平坦化された前記シンチレーター層上に光反射膜を設ける工程を有することを特 徴とする放射線検出装置の製造方法。

【請求項23】 基体上に一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置 されたセンサー基板を複数配置し、該複数のセンサー基板上に平坦化層を設ける 工程と、該平坦化層上にシンチレーター層を設ける工程と、を有することを特徴 とする放射線検出装置の製造方法。

【請求項24】 請求項23に記載の放射線検出装置の製造方法において、 前記シンチレーター層上に第2の平坦化層を設けたことを特徴とする放射線検出 装置の製造方法。

【請求項25】 請求項24に記載の放射線検出装置の製造方法において、 前記第2の平坦化層は前記シンチレーター層の端面を覆っていることを特徴とす る放射線検出装置の製造方法。

【請求項26】 請求項24又は請求項25に記載の放射線検出装置の製造

方法において、前記第2の平坦化層上に光反射膜が設けられていることを特徴と する放射線検出装置の製造方法。

【請求項27】 請求項16~26のいずれかの請求項に記載の放射線検出装置の製造方法において、前記シンチレーター層は柱状結晶であることを特徴とする放射線検出装置の製造方法。

【請求項28】 請求項16~27に記載の放射線検出装置の製造方法において、前記シンチレーター層はCsI結晶であることを特徴とする放射線検出装置の製造方法。

## 【発明の詳細な説明】

[0001]

【発明の属する技術分野】

本発明は放射線検出装置、放射線検出システム、及び放射線検出装置の製造方法に係わり、特に、一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセンサー基板上に、入射した放射線を該光電変換素子が検知可能な光に変換するシンチレーター層を設けてなる放射線検出装置、放射線検出システム、及び放射線検出装置の製造方法に関する。

[0002]

『従来の技術》

医療分野や非破壊検査等の分野で、X線等の放射線をシンチレーターで光に変換し、その光をイメージセンサーで光電変換して画像データとして保存、転送するシステムが注目されている。

[0003]

このようなシステムに用いる放射線検出装置としては、例えば特開平7-27863号公報に、X線を光に変換するシンチレーターの材料としてCsIを用い、このCsIを2次元センサ基板上に配置させた放射線検出装置が開示されている。

[0004]

【発明が解決しようとする課題】

ところで、上記のような放射線検出装置においては、医療検査、非破壊検査の

ハイスピード化、人体に与える影響による X線照射量の低減等の要請から、放射 線検出装置の高感度化が望まれる。

[0005]

本発明の目的は、放射線検出装置の画素の実質的な開口率を上げ、高感度化、ハイスピード化の可能な放射線検出装置及びその製造方法、放射線検出システムを提供するものである。

[0006]

(課題を解決するための手段)

本発明の放射線検出装置は、一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセンサー基板上に、入射した放射線を該光電変換素子が検知可能な光に変換するシンチレーター層を設けてなる放射線検出装置において、前記シンチレーター層と接する面が平坦面である平坦化層を、前記センサー基板と前記シンチレーター層との間に設けたことを特徴とする。

[0007]

また本発明の放射線検出装置は、基体上に一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセンサー基板を複数配置し、該複数のセンサー基板上に平坦 化層を設け、該平坦化層上にシンチレーター層を設けたことを特徴とする。

[00008]

本発明の放射線検出システムは、本発明の放射線検出装置と、該放射線検出装置からの信号を処理する信号処理手段と、前記信号処理手段からの信号を記録する為の記録手段と、前記信号処理手段からの信号を表示する為の表示手段と、前記信号処理手段からの信号を電送する為の電送手段と、を有することを特徴とする。

[0009]

本発明の放射線検出装置の製造方法は、一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセンサー基板上に保護層を形成する工程と、前記保護層上にその表面が平坦な平坦化層を形成する工程と、前記平坦化層上にシンチレーター層を形成する工程と、を有するものである。

[0010]

また本発明の放射線検出装置の製造方法は、一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセンサー基板上に保護層を形成する工程と、前記保護層の表面を平坦化する工程と、平坦化された保護層上にシンチレーター層を形成する工程と、を有するものである。

## [0011]

また本発明の放射線検出装置の製造方法は、基体上に一対の光電変換素子とスイッチ素子とが複数配置されたセンサー基板を複数配置し、該複数のセンサー基板上に平坦化層を設ける工程と、該平坦化層上にシンチレーター層を設ける工程と、を有することを特徴とする。

### [0012]

以下、図2及び図3に示すセンサー基板を本発明に適用した場合を例にとって 説明する。

#### [0013]

図2及び図3において、101はPIN型フォトダイオード、102はTFTである。図3から明らかなように、PIN型フォトダイオード101とTFT102とは層構成および各層の膜厚も異なる(構成の詳細な説明は後述する。)。その結果、センサー基板の表面はTFT、フォトダイオード間で大きな段差を生ずることになる。

## [0014]

センサー材料としてa-Si膜を使用し、配線材料としてA1を使用する場合、SiN保護膜は成膜温度に制限がある状態で形成されている。そのため、センサー基板表面の段差のステップカバレジは検討の余地が残っている。しかし、仮に、カバレジが改善されたとしても表面段差はそのまま保存される。

#### [0015]

本発明者は、このような段差のある表面に、CsI等のシンチレーターを形成する場合、PIN型フォトダイオードのバイアスライン、また、周辺部の段差でCsI成長状態が悪く、結晶性が乱れ、その影響で実質的な開口率が低下することを見出した。そして、本発明者がCsI等のシンチレーター層を形成する面を平坦化したところ、良好な結晶性を有するシンチレーター層を得ることができた

[0016]

ここで、特開平7-27863号公報に記載された発明と本発明との違いについて説明する。特開平7-27863号公報には、基板にシンチレーターを形成する場合にシンチレーターの所定の位置に亀裂を生じさせるために、基板に凹状又は凸状のパターンを形成することが記載されている。しかしながら、同公報にはセンサー基板上で画素内においても段差が生じ、この段差がシンチレーター層の結晶性に影響を及ぼし、開口率を低下させる課題、及び段差を軽減するために、シンチレーター層と接する面を平坦面とすることの開示はない。

[0017]

なお、本願において、放射線とは粒子線又は電磁波をいい、シンチレーターは これらの粒子線又は電磁波を光電変換素子で検知可能な領域の波長の光に変換す る物質をいう。特に、X線は前述したように、医療分野や非破壊検査等の分野で 用いられており、本発明が好適に用いられる。

[0018]

## 【実施例】

以下、本発明の実施例について図面を用いて詳細に説明する。なお、以下に示す実施例は放射線検出装置の一例としてX線検出装置を例に取って説明する。

### (実施例1)

本発明の第1の実施例として、光電変換素子としてPIN型フォトセンサーとスイッチ素子としてTFTを利用した構成のセンサー基板を用いて説明する。

[0019]

図1(a)、(b)は本発明の第1実施例のX線検出装置の製造工程を示す断面図である。

[0020]

まず、図1(a)に示すように、ガラス等の基板11上にPIN型フォトダイオードからなる光電変換素子部12及びTFT13が形成され、その上にデバイス特性の安定化のためにSiN保護膜14が形成される。

[0021]

図2はセンサー基板の等価回路図、図3はセンサー基板の模式的断面図を示し、図2,図3中、101はPIN型フォトダイオード、102はTFT、103は信号線、104はゲート配線、105はセンサーバイアス配線である。

[0022]

また、図3において、201はガラス基板、202はゲート配線、203はゲート絶縁膜、204はi型a-Si活性層、205はSiN層、206は $n^+$ 型オーミックコンタクト層、207はSD(ソース・ドレイン)電極、208はセンサー下電極、210、211、212はそれぞれp、i、n型a-Si層、209はセンサー上電極、213はSiN保護膜である。なお、図3中において、センサーバイアス配線は不図示である。

[0023]

本実施例では図3に示すように、TFTは逆スタガー型のTFTを用い、SiNゲート絶縁層、i型a-Si活性層、n<sup>+</sup>オーミックコンタクト層より構成されている。一方、PIN型フォトダイオードは、p型a-Si層、i型a-Si層、n型a-Si層より構成されている。即ち、TFTとPIN型フォトダイオードとでは、層構成が異なり、その結果、センサー基板の表面段差は機能素子間で大きなものとなる。

[0024]

このような構成のセンサー基板上に、通常、デバイス特性の安定化のために S i N 保護膜 1 4 が形成される。

[0025]

その後、図1(b)に示すように、平坦化層15としてポリイミドをスピンナーを用いて塗布形成した。ポリイミドとしては、東レ製、セミコファイン(LPー62;通常粘度は600~1000cps、固形分は16.5~18.5%)である。スピン条件は第1回目は50(rpm)/30(sec)、第2回目はX(rpm)/60(sec)(X: 粘度(cps)×固形分(%)×0.0563)とした。

[0026]

平坦化層はスクリーン印刷、ロールコーター、スプレー、スプレー アンド スピンなどでも可能である。その後、シンチレーター層として、Cs I を蒸着する

。CsIは本実施例では柱状結晶を成長させた。本実施例では、このようにCsIの蒸着面を平坦化層15としたことで、CsIの蒸着面の凹凸をなくしCsIの結晶性が良好なものを得ることができた。

### (実施例2)

本発明の第2の実施例は、上述した第1の実施例のCs I 層上を平坦化し、さらに光反射膜として(保護膜も兼ねている)A 1 膜を設けたものである。

[0027]

図4(a)~(c)は本発明の第2実施例のX線検出装置の製造工程を示す断面図である。

[0028]

図4(b)に示すCs I積層工程までは、図1(a), (b)を用いて説明した第1実施例の製造工程と同様にして製造を行う。

[0029]

次に、積層されたCsI16の表面を平坦化した。CsIを柱状結晶として成長させた場合、その表面は数μmから数10μm程度の凹凸を示す。本実施例では、反射膜、或いは、耐湿性保護膜を均一に、且つ、カバレッジ良く形成するために、ポリウレタン研磨布及びシリカ研磨剤などを用いて平坦化を行った。図5は研磨領域Pを示す一部断面図である。なお、平坦化はエッチバック等のフォトリソグラフィにより可能でもある。

[0030]

その後、反射膜と保護膜を兼ねてA1膜17を形成した。

#### (実施例3)

本発明の第3の実施例は、上述した第2の実施例においてC s I 層の研磨を行 わずに、平坦化層としてポリイミド膜を形成したものである。

[0031]

図 6 は本発明の第 3 実施例の X 線検出装置の構成を示す断面図である。

[0032]

本実施例のX線検出装置を作製するには、まず、Cs I 積層工程までは、図1(a), (b)を用いて説明した第1実施例の製造工程と同様にして製造を行う

[0033]

次に、積層されたCsI16上に平坦化層としてポリイミドをスピンナーを用いて塗布形成している。上述したように、CsIを柱状結晶として成長させた場合、その表面は数μmから数10μm程度の凹凸を示すがポリイミドを塗布形成することで表面が平坦化される。さらに、反射膜、或いは、耐湿性保護膜を均一に、且つ、カバレジ良く形成するために、反射膜と保護膜を兼ねてA1膜を形成した。図7はポリイミドおよびA1膜形成後の構成を示す断面図である。

[0034]

なお、本実施例では、図8(a)、(b)に示すように、センサー基板端部の端面にもポリイミド膜18及びA1膜17が形成されている。CsIは第1の平坦化層となるポリイミド膜15と第2の平坦化層となるポリイミド膜18とによりパッケイジされた構造となっている。さらに、更に、第1および第2の平坦化層は、耐湿性保護膜となるA1膜17でパッケイジされた構造となっている。このような構成を取ることにより、例えばCsIが水分等の外部雰囲気の影響を受けないようにして耐久性を向上させることができる。

[0035]

図9は、センサー基板端面にポリイミド膜18及びA1膜17が形成される場合の製造工程を示す図である。

[0036]

なお、このような端部処理を行わなくても、例えばアルミ箔等の薄板金属板でセンサー基板を覆うことで同様な効果を得ることができる。このような構成例としては本件出願人が特願平10-96958号に提案したものがある。この構成を本発明に適用することができる。

[0037]

図16及び図17は特願平10-96958号において示されたX線検出装置の断面図である。図16ではシンチレーター層211の端部を覆うように、傾斜面を持つように薄板金属板214を延伸し、この端辺を下側に折り曲げ、センサー基板の一部に樹脂封止材216を設けている。この構成では有機樹脂又は無機

樹脂の樹脂封止材216によって水分等の通過を抑制することができるとともに、薄板金属板214とシンチレータ層211との間に形成される空間によっても水分等がシンチレーター層211に侵入するのを防止することができる。

[0038]

また、図17では薄板金属板214をシンチレーター層端部に沿って折り曲げた形状にし、外周を有機樹脂又は無機樹脂の樹脂封止材216で封止した構成にしている。この構成ではシンチレーター層の端面部分が金属により覆われているので、水分等がシンチレーター層へ侵入するのを抑制できる。

## (実施例4)

本発明の第4の実施例は、上述した第3の実施例にように、CsIの蒸着面の 平坦化する場合に、ポリイミド膜を用いずSiN保護膜をCMP等により研磨す ることで行ったものである。

[0039]

図10(a)、(b)は本発明の第4実施例のX線検出装置の製造工程を示す 断面図である。本実施例は上記のようにCsIの蒸着面の平坦化する場合に、ポ リイミド膜を用いずSiN保護膜を研磨する点を除いて第3の実施例の工程と同 じなので、主として研磨工程について説明を行う。

[0040]

図10(a)に示すように、PIN型フォトダイオード12、TFT13等による表面の凹凸が埋まるようにSiN保護膜14を形成した後に、CMP等により研磨することでSiN保護膜14表面を平坦化する。その後、上述した第3実施例と同様に図10(b)に示すように、CsI層16、平坦化層としてポリイミド膜18、耐湿性保護膜となるA1膜17を形成した。なお保護膜14としてSiO2膜を用いてもよい。

[0041]

本実施例において、保護膜14は、PIN型フォトダイオード12、TFT13を保護する部分については、PIN型フォトダイオード、TFTの特性に影響を与えず、緻密な膜を形成することが望ましいが、平坦化させる部分については必ずしも、このような膜を形成する必要はない。



図11はPIN型フォトダイオード12、TFT13を保護する部分は、特性 に影響を与えず、緻密な第1の保護膜14、凹凸部分を埋める部分は研磨しやす い、堆積速度が速い等の材料からなる第2の保護膜19で形成した場合を示す断 面図である。

## [0043]

### [0044]

前述した実施例1~4は、一枚のセンサー基板について説明したが、センサー 基板の大きさに限界があるときに大面積のX線検出装置を構成する場合には、複数のセンサー基板を貼り合わせて構成することがある。図14及び図15を用いて、複数のセンサー基板を貼り合わせて大面積のX線検出装置を構成した場合の 実装例について説明する。

### [0045]

センサー基板20は、PIN型フォトダイオード、TFT、第1のSiN保護膜上に、第1のポリイミド平坦化層、CsI等のシンチレーター層、第2のポリイミド平坦化層、A1反射膜、第2のSiN保護膜の層構成を有している。第2のSiN保護膜はA1反射膜がセンサー基板切断時に腐食されるのを防止する目的で設けられることもある。



以上の様に構成されたセンサー基板はダイヤモンドブレードにより切断され、 図14に示すように、基台21に貼り合わせられる。

[0047]

図15は図14のA-A断面図であり、図15に示すように、センサー基板20間の貼り合わせ部には、光学的なクロストークを防止するために黒色の樹脂22を充填している。また、センサー基板の端面が露出している場合にはエポキシ等の樹脂23で被覆することが望ましい。

### (実施例5)

本発明の第5の実施例として、複数のセンサー基板を貼り合わせた後に平坦化 を行う場合について述べる。

[0048]

図12に示すように、基台21に複数個のセンサー基板20を貼り合わせた後、ポリイミド平坦化層15を塗布し、この時、貼り合わせクロス部にディスペンサーで一旦充填した後、再度、基板全体にスピンコートする。その後、CsI等のシンチレーター層16を蒸着し、第2のポリイミド平坦化層18を塗布した後、A1膜17を形成する。

[0049]

なお、不図示であるが基板張り合わせ前には、基板端面及び表面の一部に黒色の樹脂を塗布し光学的クロストークを防止している。

[0050]

本実施例において、第3実施例と同様に、センサー基板端面にポリイミド膜1 8及びA1膜17を形成したり、アルミ箔等の薄板金属板でセンサー基板を覆う 端面処理を行ってもよいことはもちろんである。

[0051]

以上説明した各実施例は、光電変換素子としてPIN型フォトダイオードを用いているが、TFTと同じ層構成を有するMIS型フォトセンサーを用いることができる。このようなMIS型フォトセンサーを用いたX線検出装置は、例えば特開平7-250512号公報に開示されている。

[0052]

図13(a)は一画素に相当する部分の平面図、図13(b)は図13中破線 A-Bで示した部分の断面図である。

[0053]

図13において、S11は光電変換素子、T11はTFT、C11はコンデンサ、SIGは信号配線である。301はガラスなどで形成される絶縁基板上に設けられた、A1やCrなどで形成される下部電極である。302は電子、ホール共に通過を阻止する窒化シリコン (SiN) などで形成される絶縁層であり、その厚さはトンネル効果により電子、ホールが通過できないほどの厚さである500オングストローム以上に設定される。303は水素化アモルファスシリコン (a-Si:H)の真性半導体i層で形成される光電変換半導体層、304は光電変換半導体層303に透明電極305側からのホールの注入を阻止するa-Siのn<sup>+</sup>層で形成される注入阻止層、透明電極305はITOのようなインジウム又はスズを含む化合物、酸化物などで形成される。306はSiN保護膜である

[0054]

図13から明らかなように、光電変換素子はTFTと同一膜構成であり、またコンデンサC11と光電変換素子S11とは特別に素子を分離しておらず、光電変換素子S11の電極の面積を大きくすることによりコンデンサC11を形成している。

[0055]

次に、本発明によるX線検出装置の実装例及びそれを用いたX線検出システム について説明する。

[0056]

図18(a)、図18(b)は本発明によるX線検出装置の実装例の模式的構成図及び模式的断面図である。

[0057]

光電変換素子とTFTはa-Siセンサ基板6011内に複数個形成され、シフトレジスタSR1と検出用集積回路ICが実装されたフレキシブル回路基板6

010が接続されている。フレキシブル回路基板6010の逆側は回路基板PCB1、PCB2に接続されている。前記a-Siセンサ基板6011の複数枚が基台6012の上に接着され大型の光電変換装置を構成する基台6012の下には処理回路6018内のメモリ6014をX線から保護するため鉛板6013が実装されている。a-Siセンサ基板6011上にはX線を可視光に変換するためのシンチレーター6030たとえばСsIが、蒸着されている。図18(b)に示されるように全体をカーボンファイバー製のケース6020に収納している

[0058]

図19は本発明によるX線検出装置のX線診断システムへの応用例を示したものである。

[0059]

X線チューブ6050で発生したX線6060は患者あるいは被験者6061の胸部6062を透過し、シンチレーターを上部に実装した光電変換装置6040に入射する。この入射したX線には患者6061の体内部の情報が含まれている。X線の入射に対応してシンチレーターは発光し、これを光電変換して、電気的情報を得る。この情報はディジタルに変換されイメージプロセッサ6070により画像処理され制御室のディスプレイ6080で観察できる。

[0060]

また、この情報は電話回線6090等の伝送手段により遠隔地へ転送でき、別の場所のドクタールームなどディスプレイ6081に表示もしくは光ディスク等の保存手段に保存することができ、遠隔地の医師が診断することも可能である。またフィルムプロセッサ6100によりフィルム6110に記録することもできる。

[0061]

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、シンチレーター層を構成するCsI等の結晶性の向上させることができる。更に、CsI等のシンチレーター層の表面の凹凸を平坦化し、反射膜、保護膜をカバレジ良く、高信頼性で作製することが



できる。

[0062]

更に、センサー基板を貼り合わせて作成する場合において、複数基板に均一に C s I 等のシンチレーター層を形成することができる。

[0063]

その結果、実質的な開口率を上げ、高感度、ハイスピードの放射線検出装置を 提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明のX線検出装置の第1実施例の製造工程を示す断面図である。

【図2】

センサー基板の等価回路図である。

【図3】

センサー基板の模式的断面図である。

【図4】

本発明のX線検出装置の第2実施例の製造工程を示す断面図である。

【図5】

本発明の第2実施例における研磨工程を説明するための断面図である。

【図6】

本発明のX線検出装置の第3実施例の構成を示す断面図である。

【図7】

本発明の第3実施例の構成を示す一部拡大断面図である。

【図8】

本発明のX線検出装置の第3実施例の単部の構成を示す平面図及び断面図である。

【図9】

本発明のX線検出装置の第3実施例の製造工程を示す断面図である。

【図10】

本発明のX線検出装置の第4実施例の製造工程を示す断面図である。



### 【図11】

本発明のX線検出装置の第4実施例の他の製造工程を示す断面図である。

【図12】

本発明のX線検出装置の第5実施例の単部の構成を示す平面図及び断面図である。

【図13】

他の構成のセンサー基板の模式的平面図及び断面図である。

【図14】

センサー基板を貼り合わせてX線検出装置を構成する場合の構成を示す斜視図である。

【図15】

図14のA-A断面図である。

【図16】

特願平10-96958号において示されたX線検出装置の断面図である。

【図17】

特願平10-96958号において示されたX線検出装置の他の構成の断面図である。

[図18]

本発明によるX線検出装置の実装例の模式的構成図及び模式的断面図である。

【図19】

本発明によるX線検出装置のX線診断システムへの応用例を示したものである

# 【符号の説明】

- 11 基板
- 12 PIN
- 13 TFT
- 14 SiN
- 15 平坦化層
- 16 シンチレーター層



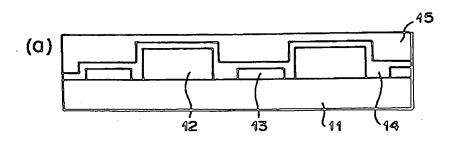
- 17 A1層
- 18 平坦化層
- 19 SiO<sub>2</sub>層

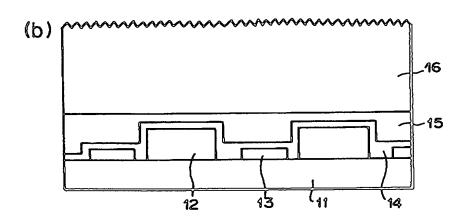


【書類名】

図面

【図1】





11;基板

12; PIN

13; TFT

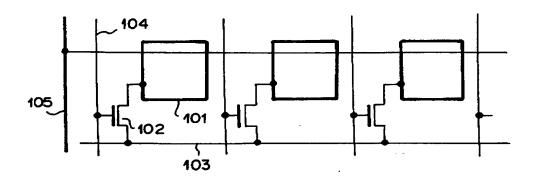
14; S i N

15;平坦化ឱ

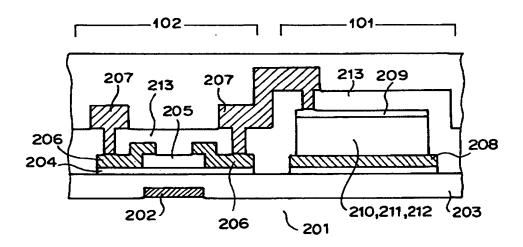
16;シンチレータ暦





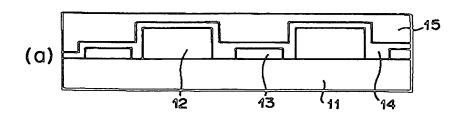


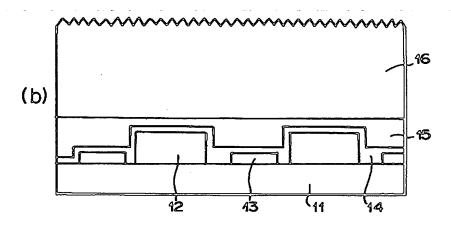
[図3]

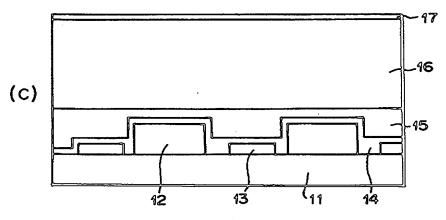












11;基板 15;平坦化图

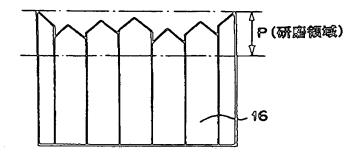
12;PIN 16;シンチレータ暦

13;TFT 17;AI層

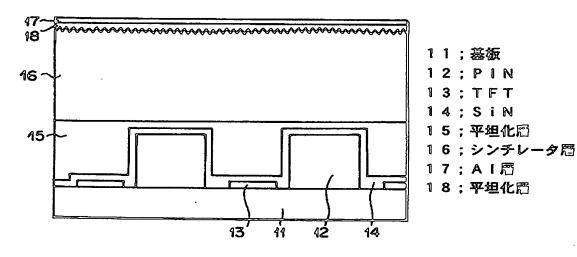
14; S i N



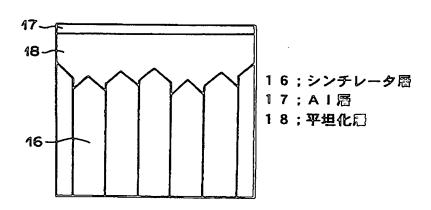




[図6]

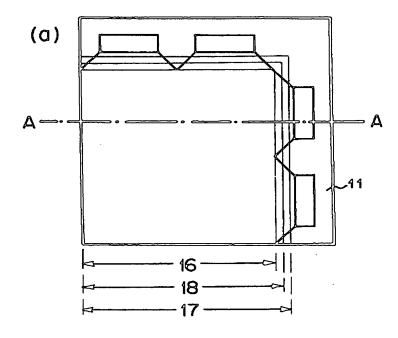


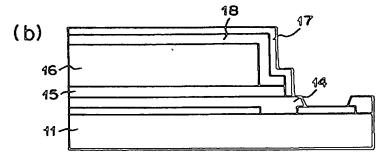
[図7]



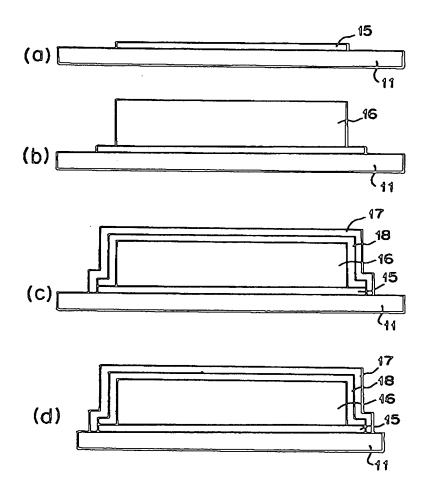




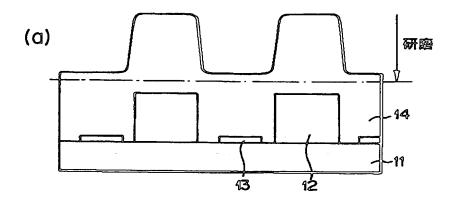


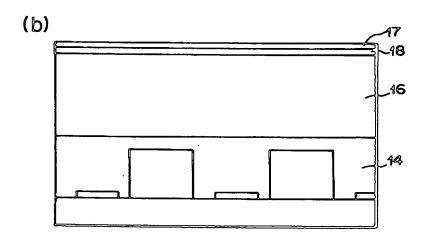


[図9]



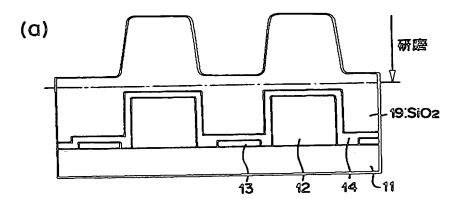
[図10]

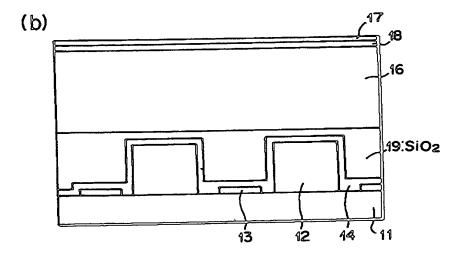




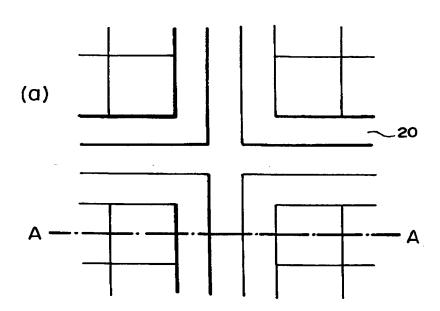


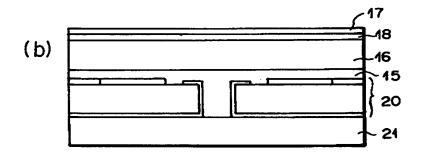
[図11]



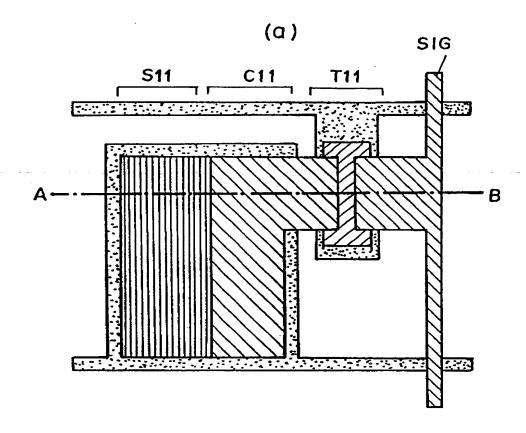


【図12】

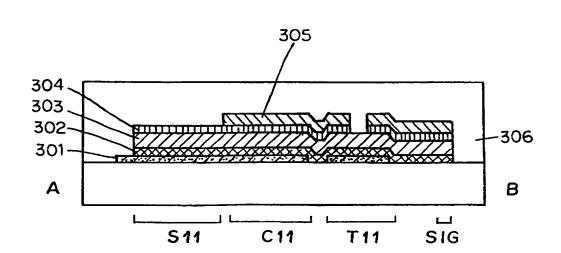




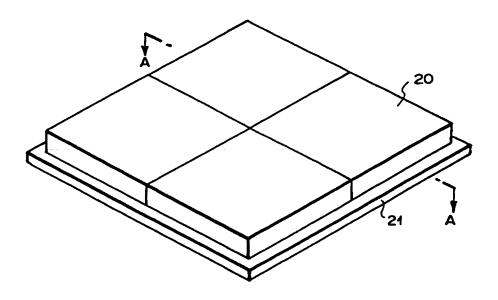
【図13】



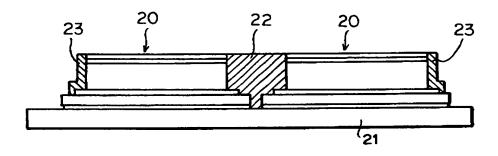




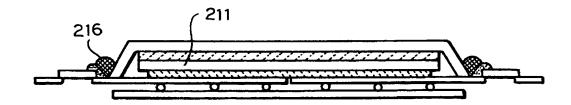
【図14】



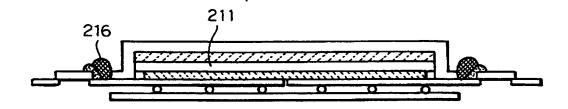
【図15】



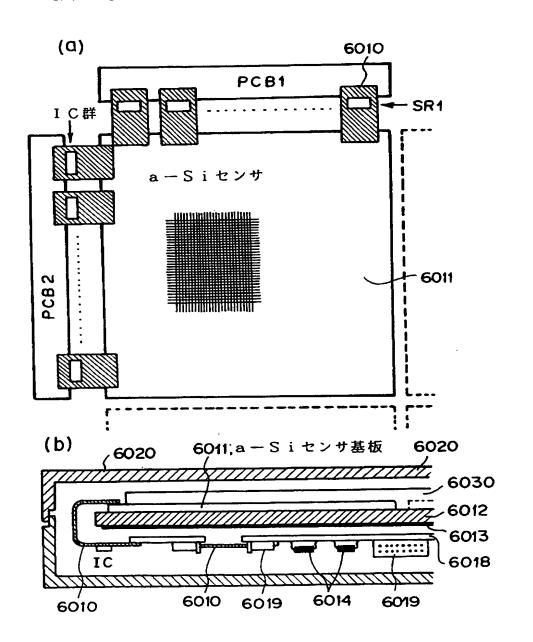
【図16】



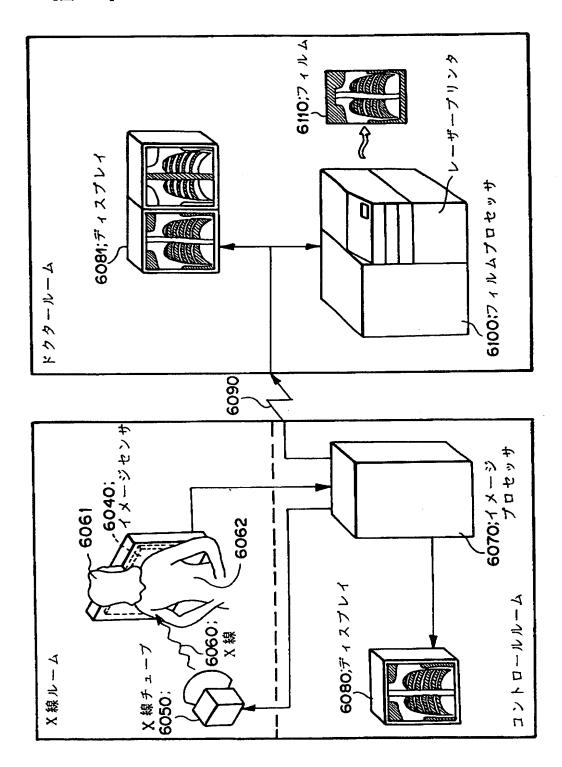
【図17】



【図18】



【図19】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 Cs Iの結晶性を向上させる。

【解決手段】 一対の光電変換素子12とスイッチ素子13とが複数配置されたセンサー基板上に、入射した放射線を光電変換素子12が検知可能な光に変換するシンチレーター層16を設けてなる放射線検出装置において、シンチレーター層16と接する面が平坦面である平坦化層15を、センサー基板とシンチレーター層16との間に設けた。

【選択図】 図1

【書類名】

職権訂正データ

【訂正書類】

特許願

<認定情報・付加情報>

【特許出願人】

【識別番号】

000001007

【住所又は居所】

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

【氏名又は名称】

キヤノン株式会社

【代理人】

申請人

【識別番号】

100065385

【住所又は居所】

東京都港区浜松町1丁目18番14号 SVAX浜

松町ビル

【氏名又は名称】

山下 穣平

# 出願人履歴情報

識別番号

[000001007]

1. 変更年月日 1990年 8月30日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

氏 名

キヤノン株式会社